

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

昭61-48333

⑬ Int.Cl.<sup>4</sup>

A 61 B 1/04  
1/00  
G 02 B 23/26  
H 04 N 5/243  
7/18

識別記号

庁内整理番号

7916-4C  
7916-4C  
8507-2H  
6940-5C  
7245-5C

⑭ 公開 昭和61年(1986)3月10日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全3頁)

⑮ 発明の名称 内視鏡撮像装置

⑯ 特 願 昭59-167793

⑰ 出 願 昭59(1984)8月13日

⑱ 発 明 者 矢 部 久 雄 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑲ 出 願 人 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

⑳ 代 理 人 弁理士 坪 井 淳 外2名

明 細 書

1. 発明の名称

内視鏡撮像装置

2. 特許請求の範囲

体腔内に挿入される内視鏡本体に着脱自在に接続される内視鏡撮像装置において、接続されている内視鏡本体の機種を判別する手段と、前記判別手段の出力に応じて画像のコントラストを調整する手段を具備することを特徴とする内視鏡撮像装置。

3. 発明の詳細な説明

(技術分野)

この発明は体腔内の像を撮影する内視鏡撮像装置に関する。

(従来技術)

内視鏡本体の先端にCCD等の固体撮像素子を配し体腔内の像を撮影し、モニタ装置に表示された画像を見て診断を行なう内視鏡撮像装置が開発されている。一般に、画像は明るい部分から暗い部分まで広範囲にわたって像ができる、すなわ

ち、ダイナミックレンジが広いことと、微妙な明暗の差が認識できる、すなわち、コントラストがよいことが要求される。しかしながら、これらの2つのことを同時に実現するのは、モニタ装置としてのCRT表示器自身のダイナミックレンジなどの制約があり、困難であり、従来の内視鏡撮像装置においては、照明光の光量を変更する程度の調整しかなされていなかった。

ところで、内視鏡診断においては部位によって必要とされるコントラストが異なっている。大腸検査では隆起性病変の有無を調べるのが第一の目的である。さらに、大腸内は狭い管腔でありヒダなどが多くある。そのため、コントラストを高くして一画面内で極端に明暗の差をつけると、明るい部分が目立って目が疲れるとともに、暗い所にある病変を見落しがちである。そのため、大腸の診断においては、コントラストはむしろ低い方がよい。これに対して、胃の検査では微細な血管の有無や潰瘍の形状等を調べるのが第一の目的である。さらに、胃は大腸に比べて凹凸や隆起性病変

が少ない。そのため、胃の診断においては高いコントラストが要求される。このような相反する要求は、従来のように単に照明光の光量を変更するだけでは、解決されない。

#### (目的)

この発明は上述した事情に対処すべくなされたもので、その目的は撮影対象部位に応じた最適なコントラストの画像を得ることができる内視鏡画像装置を提供することである。

#### (概要)

この目的は内視鏡の種類に応じた非線形増幅率特性で画像信号を増幅することにより実現される。

#### (実施例)

以下図面を参照してこの発明による内視鏡画像装置の一実施例を説明する。第一図はこの一実施例の構成を示すブロック図である。内視鏡本体10が光源ユニット12に接続され、光源ユニット12からの照明光がライトガイド14を介して体腔内に照射される。体腔内からの反射光が対物

れていない内視鏡本体を用いる場合のために、手動の機種選択スイッチ32がコントラスト調整回路26に接続されている。

コントラスト調整回路26の増幅率(入出力)特性は第二図に破線と一点鎖線で示すように二種類あり、内視鏡の機種によっていずれか一方が選択される。実線で示す特性はCRT表示器における通常のガンマ補正の特性である。ここで、内視鏡の機種は大腸用と胃用の二種類であるとする。破線で示す特性は胃用の内視鏡の特性であり、暗部のゲインを下げ明部のゲインを上げてコントラストを増加させている。これに対して、一点鎖線で示す大腸用の内視鏡の特性は、暗部のゲインを上げ明部のゲインを下げてコントラストを減少させている。しかしながら、いずれの場合もダイナミックレンジはフルに活用されており、非常に明るい部分も非常に暗い部分も一応観察可能である。判別回路28は接続されている内視鏡本体10の固有抵抗20の抵抗値に応じていずれか一方の特性を選択させる識別信号をコントラスト調

特開昭61-48333(2)

レンズ16を介してCCD等の固体撮像素子18に入射され、体腔内の像が撮影される。内視鏡本体は機種毎に大腸用、胃用等と使用される部位が決められている。内視鏡本体には、この機種に応じた抵抗値を有する固有抵抗20も設けられている。

内視鏡本体10にビデオプロセッサ22が接続され、固体撮像素子18の出力画像信号がビデオプロセッサ22内のビデオプロセス回路24に入力される。ビデオプロセス回路24の出力信号がコントラスト調整回路26に供給される。固有抵抗20がビデオプロセッサ22内の判別回路28に接続される。判別回路28は固有抵抗20の抵抗値に応じて機種を判別し、機種を表わす識別信号をコントラスト調整回路26に供給する。コントラスト調整回路26はこの識別信号に応じて入出力特性が変化し、ビデオプロセス回路24の出力信号を非線形に増幅する非線形増幅回路からなる。コントラスト調整回路26の出力信号がモニタ装置30に供給される。固有抵抗20の設けら

ね回路26に供給し、ビデオプロセス回路24の出力が内視鏡本体の機種に応じて非線形増幅されモニタ装置30に供給される。このように、コントラスト調整回路26は撮像対象部位に応じて画像信号のコントラストを調整する。

以上説明したようにこの実施例によれば、内視鏡本体が接続されると、内視鏡本体の機種が自動的に判別され、機種に応じた増幅率で画像信号が非線形増幅されるので、撮影対象部位に応じた最適なコントラストの画像を自動的に得ることができる。

なお、固有抵抗20が設けられていない内視鏡本体を使用する場合は、機種を表わす識別信号を機種選択スイッチ32を用いて手動でコントラスト調整回路26に入力すれば、同様のコントラスト調整が実行される。

この発明は上述した実施例に限定されず種々変更可能であり、例えば、固体撮像素子18を内視鏡先端部に内蔵せず、イメージガイドを有する従来の内視鏡の接眼部に取り付けてもよい。内視鏡

の撮像部に取り付ける場合は固体撮像素子に限らず撮像管でもよい。ビデオプロセッサ22と光取ユニット12は一体としてもよい。また、上述のコントラスト調整は通常のガンマ補正を行なわないとしたが、このコントラスト調整回路24の後段に通常のガンマ補正回路がある場合は、このコントラスト調整回路24とガンマ補正回路の全体の入出力特性が第二図の特性になるようにコントラスト調整回路24の特性が決められる。内視鏡の種類は二種類だけではなく、もっと多くてもよい。

#### (発明の効果)

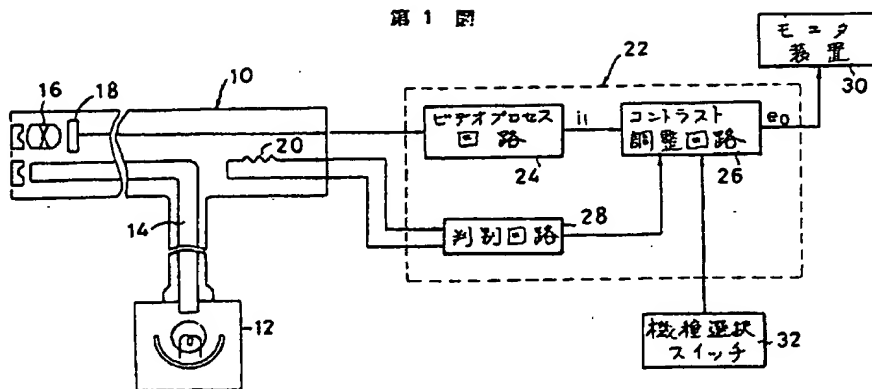
以上説明したようにこの発明によれば、内視鏡の種類に応じて画像信号を非線形増幅することにより、撮影部位に応じた最適のコントラストの画像が得られる内視鏡撮像装置が提供される。

#### 4. 図面の簡単な説明

第一図はこの発明による内視鏡撮像装置の一実施例の構成を示すブロック図、第二図はそのコントラスト調整回路の入出力特性を示す図である。

- 12…光取ユニット
- 16…対物レンズ
- 18…固体撮像素子
- 20…固有抵抗
- 24…ビデオプロセッサ回路
- 26…コントラスト調整回路
- 28…判別回路
- 30…モニタ装置

出願人代理人 弁理士 坪井 博



Japanese Patent Unexamined Publication Gazette;

Japanese Patent Laid-open No. Shō 61 - 48333

Laid open for public inspection on March 10, 1986

Title of the Invention; An endoscope image pickup apparatus

Scope of Claim for a Patent;

An endoscope image pickup apparatus which is detachably connected to an endoscope body inserted in a body cavity, comprising means for identify the kind of the endoscope body to which is connected the endoscope image pickup apparatus and means for adjusting an image contrast in accordance with an output of said identifying means.

Y 4, 10, 12

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑬ 公開特許公報(A)

昭61-48333

⑫ Int. Cl.<sup>4</sup>

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 昭和61年(1986)3月10日

A 61 B 1/04  
1/00  
G 02 B 23/26  
H 04 N 5/243  
7/18

7916-4C  
7916-4C  
8507-2H  
6940-5C  
7245-5C

審査請求 未請求 発明の数 1 (全3頁)

⑯ 発明の名称 内視鏡撮像装置

⑰ 特 願 昭59-167793

⑱ 出 願 昭59(1984)8月13日

⑲ 発 明 者 矢 部 久 雄 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリnbas光学工業株式会社内

⑳ 出 願 人 オリnbas光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

㉑ 代 理 人 弁理士 坪 井 淳 外2名

# 明 細 書

## 1. 発明の名称

内視鏡撮像装置

## 2. 特許請求の範囲

体腔内に挿入される内視鏡本体に容易自在に接続される内視鏡撮像装置において、接続されている内視鏡本体の機構を判別する手段と、前記判別手段の出力に応じて画像のコントラストを調整する手段を具備することを特徴とする内視鏡撮像装置。

## 3. 発明の詳細な説明

### (技術分野)

この発明は体腔内の像を撮影する内視鏡撮像装置に関する。

### (従来技術)

内視鏡本体の先端にCCD等の固体撮像素子を配し体腔内の像を撮影し、モニタ装置に表示された画像を見て診断を行なう内視鏡撮像装置が開発されている。一般に、画像は明るい部分から暗い部分まで広範囲にわたって像ができる、すなわ

ち、ダイナミックレンジが広いことと、微妙な明暗の差が認識できる、すなわち、コントラストがよいことが要求される。しかしながら、これらの2つのことを同時に実現するのは、モニタ装置としてのCRT表示器自身のダイナミックレンジなどの制約があり、困難であり、従来の内視鏡撮像装置においては、照明光の光量を変更する程度の調整しかなされていなかった。

ところで、内視鏡診断においては部位によって必要とされるコントラストが異なっている。大腸検査では隆起性病変の有無を調べるのが第一の目的である。さらに、大腸内は狭い管腔でありヒダなどが多くある。そのため、コントラストを高くして一面面内で極端に明暗の差をつけると、明るい部分が目立って目が疲れるとともに、暗い所にある病変を見落しがちである。そのため、大腸の診断においては、コントラストはむしろ低い方がよい。これに対して、胃の検査では微細な発赤の有無や潰瘍の形状等を調べるのが第一の目的である。さらに、胃は大腸に比べて凹凸や隆起性病変

が少ない。そのため、胃の診断においては高いコントラストが要求される。このような相反する要求は、従来のように単に照明光の光量を変更するだけでは、解決されない。

#### (目的)

この発明は上述した事情に対処すべくなされたもので、その目的は撮影対象部位に応じた最適のコントラストの画像を得ることができる内視鏡撮像装置を提供することである。

#### (概要)

この目的は内視鏡の種類に応じた非線形増幅率特性で画像信号を増幅することにより実現される。

#### (実施例)

以下図面を参照してこの発明による内視鏡撮像装置の一実施例を説明する。第一図はこの一実施例の構成を示すブロック図である。内視鏡本体10が光源ユニット12に接続され、光源ユニット12からの照明光がライトガイド14を介して体腔内に照射される。体腔内からの反射光が対物

レンズ16を介してCCD等の固体撮像素子18に入射され、体腔内の像が撮影される。内視鏡本体は鏡種毎に大腸用、胃用等と使用される部位が決められている。内視鏡本体には、この鏡種に応じた抵抗値を有する固有抵抗20も設けられている。

内視鏡本体10にビデオプロセッサ22が接続され、固体撮像素子18の出力画像信号がビデオプロセッサ22内のビデオプロセス回路24に入力される。ビデオプロセス回路24の出力信号がコントラスト調整回路26に供給される。固有抵抗20がビデオプロセッサ22内の判別回路28に接続される。判別回路28は固有抵抗20の抵抗値に応じて鏡種を判別し、鏡種を問わず識別信号をコントラスト調整回路26に供給する。コントラスト調整回路26はこの識別信号に応じて出力特性が変化し、ビデオプロセス回路24の出力信号を非線形に増幅する非線形増幅回路からなる。コントラスト調整回路26の出力信号がモニタ装置30に供給される。固有抵抗20の設けら

れていない内視鏡本体を用いる場合のために、手動の鏡種選択スイッチ32がコントラスト調整回路26に接続されている。

コントラスト調整回路26の増幅率(入出力)特性は第二図に破線と一点鎖線で示すように二種類あり、内視鏡の鏡種によっていずれか一方が選択される。実線で示す特性はCRT表示器における通常のガンマ補正の特性である。ここで、内視鏡の鏡種は大腸用と胃用の二種類であるとする。破線で示す特性は胃用の内視鏡の特性であり、暗部のゲインを下げ明部のゲインを上げてコントラストを増加させている。これに対して、一点鎖線で示す大腸用の内視鏡の特性は、暗部のゲインを上げ明部のゲインを下げてコントラストを減少させている。しかしながら、いずれの場合もダイナミックレンジはフルに活用されており、非常に明るい部分も非常に暗い部分も一応観察可能である。判別回路28は接続されている内視鏡本体10の固有抵抗20の抵抗値に応じていずれか一方の特性を選択させる識別信号をコントラスト調

整回路26に供給し、ビデオプロセス回路24の出力が内視鏡本体の鏡種に応じて非線形増幅されモニタ装置30に供給される。このように、コントラスト調整回路26は撮像対象部位に応じて画像信号のコントラストを調整する。

以上説明したようにこの実施例によれば、内視鏡本体が接続されると、内視鏡本体の鏡種が自動的に判別され、鏡種に応じた増幅率で画像信号が非線形増幅されるので、撮影対象部位に応じた最適のコントラストの画像を自動的に得ることができる。

なお、固有抵抗20が設けられていない内視鏡本体を使用する場合は、鏡種を問わず識別信号を鏡種選択スイッチ32を用いて手動でコントラスト調整回路26に入力すれば、同様のコントラスト調整が実行される。

この発明は上述した実施例に限定されず種々変更可能であり、例えば、固体撮像素子18を内視鏡先端部に内蔵せず、イメージガイドを有する従来の内視鏡の接続部に取り付けてもよい。内視鏡

の撮像部に取り付ける場合は固体撮像素子に限らず撮像管でもよい。ビデオプロセッサ22と光取ユニット12は一体としてもよい。また、上述のコントラスト調整は通常のガンマ補正を行わないとしたが、このコントラスト調整回路24の後に通常のガンマ補正回路がある場合は、このコントラスト調整回路24とガンマ補正回路の全体の入出力特性が第二図の特性になるようにコントラスト調整回路24の特性が決められる。内視鏡の種類は二種類だけではなく、もっと多くてもよい。

#### (発明の効果)

以上説明したようにこの発明によれば、内視鏡の種類に応じて画像信号を非線形増幅することにより、撮像部位に応じた最適のコントラストの画像が得られる内視鏡撮像装置が提供される。

#### 4. 図面の簡単な説明

第一図はこの発明による内視鏡撮像装置の一実施例の構成を示すブロック図、第二図はそのコントラスト調整回路の入出力特性を示す図である。

- 12…光取ユニット
- 16…対物レンズ
- 18…固体撮像素子
- 20…固有抵抗
- 24…ビデオプロセッサ回路
- 26…コントラスト調整回路
- 28…判別回路
- 30…モニタ装置

出願人代理人 弁理士 坪井 輝

